

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-264644

(43)Date of publication of application : 26.09.2001

(51)Int.Cl.

G02B 23/26

A61B 1/00

G02B 6/18

(21)Application number : 2000-
073543(71)Applicant : FUJI PHOTO OPTICAL CO
LTD

(22)Date of filing : 16.03.2000

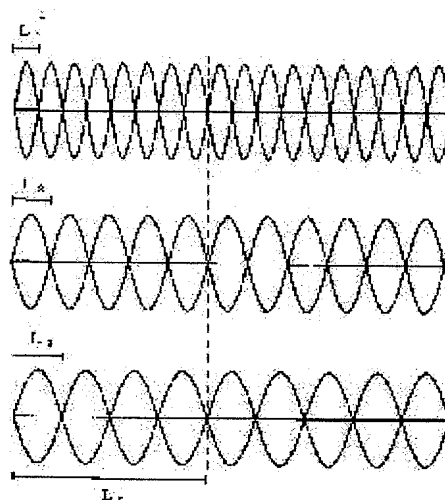
(72)Inventor : MORIZUMI MASAOKI

(54) FIBER FOR ENDOSCOPE AND ENDOSCOPIC DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a fiber for an endoscope which is capable of suppressing the color drift and color smear generated in accordance with the difference in wavelengths of incident light by forming the fiber to an image guide length nearly equal to the length integer times the least common multiple at the reimaging distances corresponding to the plural wavelengths.

SOLUTION: An optical fiber of a refractive index distribution type is used and the image guide length thereof is made nearly equal to the length integer times the least common multiple (L_0) at the in the reimaging distances (L_1 , L_2 and L_3) respectively corresponding to the plural wavelengths selected from the used wavelength regions.



* NOTICES *

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2.**** shows the word which can not be translated.

3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1]A fiber for endoscopes characterized by the image guide length being almost equal to an integral multiple of the least common multiple in re-image formation distance respectively corresponding to two or more wavelength light selected from using wavelength regions in a fiber for endoscopes using a refractive-index-distribution type optical fiber.

[Claim 2]The fiber for endoscopes according to claim 1, wherein said two or more wavelength light consists of three component lights and performs achromatism in apochromat to these 3 ** component lights.

[Claim 3]The fiber for endoscopes according to claim 2, wherein said three component lights are R component lights, G component lights, and B component lights.

[Claim 4]The fiber for endoscopes according to claim 1, wherein said two or more wavelength light consists of two component lights and performs achromatism in achromat to these 2 ** component lights.

[Claim 5]The fiber for endoscopes according to claim 4, wherein said two component lights are component lights of wavelength equal to average value of wavelength of any one component lights of R ingredient, G ingredient, and the B ingredients and component lights of a complementary.

[Claim 6]An endoscope apparatus using a fiber for endoscopes of a statement for any 1 paragraph of the claims 1-5.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to refractive-index-distribution type the fiber for endoscopes and endoscope apparatus using an optical fiber especially about the fiber for endoscopes, and an endoscope apparatus.

[0002]

[Description of the Prior Art] Before, refractive-index-distribution type the fiber for endoscopes and endoscope apparatus using an optical fiber are known. As for a this refractive-index-distribution type optical fiber, refractive index distribution changes from a medial axis in the shape of radiation mostly radially toward an edge part.

While incident light moves in a zigzag direction in sine wave shape focusing on a medial axis, it is transmitted to an optical axis direction.

[0003] In such a refractive-index-distribution type optical fiber, different refractive index distribution little by little to each wavelength will be given, and incident light has the meandering pitch which changed with wavelength. Therefore, re-image formation distances differ according to wavelength, and a color shift and color NIJIMI occur in a projection surface. For this reason, when using a white light source, resolution will decline remarkably. The valuation plan which gives a chromatic aberration to a refractive-index-distribution type optical fiber is shown below.

[0004]

[Equation 1]

$$\frac{\Delta P}{P} = \frac{1}{2} \cdot \frac{\frac{1}{\nu_d} \left(1 - \frac{1}{n_d} \right) - \frac{1}{\nu_o} \left(1 - \frac{1}{n_o} \right)}{\frac{n_o}{n_d} - 1}$$

[0005] However, the medial axis of difference n_o of the meandering pitch in the meandering-pitch ΔP :C line in a P:C line, and an F line, and an n_d :optical fiber and refractive-index n_u of an edge part, n_u : The medial axis of an optical fiber, and the Abbe number of an edge part [0006] If the value of the right-hand side

becomes small so that more clearly than the above-mentioned valuation plan, the gap of a meandering pitch based on a difference of the wavelength of incident light will also become small, and a chromatic aberration will be reduced. The meandering pitch of incident light is proportional to the refractive index of the radial direction of an optical fiber, and the relation of an Abbe number. Therefore, it becomes possible by controlling the radial refractive index and Abbe number of an optical fiber to perform achromatism inside an optical fiber.

[0007]By the way, as art of manufacturing a refractive-index-distribution type optical fiber from before, When electronic polarizability includes in a fiber the big univalent ion which is the degree of diffusion greatly, contacts this at the fused salt and the elevated temperature containing ion with small electronic polarization and makes an ion exchange reaction cause, there is a method of manufacturing an optical fiber.

[0008]Here, in order to make small the value of the right-hand side of the above-mentioned valuation plan, using K as ion with small electronic polarization is known, using Cs ion as big univalent ion which electronic polarizability is large and is the degree of diffusion. Thus, it is supposed by using combining Cs ion and K ion that it can be considered as the refractive-index-distribution type optical fiber by which the chromatic aberration was reduced.

[0009]

[Problem(s) to be Solved by the Invention]However, although image guide length functions effective in the achromatism of the short fiber which is about 130-180 mm, the Prior art mentioned above becomes difficult [it / to cancel the color shift and color NIJIMI in a projection surface] as image guide length becomes long.

[0010]Even if this invention was proposed in view of the situation mentioned above and is when image guide length is long, It aims at providing refractive-index-distribution [which can control the color shift generated based on a difference of the wavelength of incident light, and color NIJIMI] type the fiber for endoscopes and endoscope apparatus using an optical fiber.

[0011]

[Means for Solving the Problem]In a fiber for endoscopes using a refractive-index-distribution type optical fiber in order that a fiber for endoscopes concerning this invention might attain the purpose mentioned above, The image guide length is characterized by being almost equal to an integral multiple of the least common multiple in re-image formation distance respectively corresponding to two or more wavelength light selected from using wavelength regions.

[0012]Said two or more wavelength light can consist of three component lights, and can perform achromatism in apochromat to these 3 ** component lights.

[0013]In this case, it is possible as said three component lights to use R component lights, G component lights, and B component lights.

[0014]Said two or more wavelength can consist of two component lights, and can perform achromatism in achromat to these 2 ** component lights.

[0015]In this case, it is possible to use component lights of wavelength equal to average value of wavelength of any one component lights of R component lights, G component lights, and the B component lights and component lights of a complementary as said two component lights.

[0016]A fiber for endoscopes which consists of composition mentioned above was used for an endoscope apparatus concerning this invention.

[0017]

[Embodiment of the Invention]It explains in detail, referring to drawings for one embodiment of the endoscope apparatus concerning this invention hereafter. An explanatory view for drawing 1 to explain the principle of the fiber for endoscopes concerning this invention and drawing 2 are the sectional views of the endoscope apparatus using the fiber for endoscopes concerning one embodiment of this invention.

[0018]In the endoscope apparatus 6, the fiber 1 for endoscopes concerning one embodiment of this invention is allocated and used between the object lens 2 and the eyepiece 3, as shown in drawing 2. In the wrap covering pipe 4, the light guide 5 for lighting is accommodated with the fiber 1 for endoscopes in the fiber 1 for endoscopes. The endoscope apparatus 6 is not restricted to the thing of the gestalt shown in drawing 2, but the fiber 1 for endoscopes applied to the embodiment of this invention also to the endoscope apparatus which consists of other gestalten can be used for it.

[0019]This fiber 1 for endoscopes is constituted using the refractive-index-distribution type optical fiber. In such a refractive-index-distribution type optical fiber, since different refractive index distribution little by little to each wavelength will be given, incident light has the meandering pitch which changed with wavelength, and re-image formation distances differ according to a difference of wavelength.

[0020]For example, about three component lights selected from using wavelength regions, comparison of the re-image formation distance will change one unit L_1 of re-image formation distance, L_2 , and L_3 for every component lights, respectively, as shown in drawing 1. For this reason, when the image guide length of the fiber for endoscopes is made into arbitrary length, in a projection surface, all component lights do not carry out re-image formation. When the re-image formation position of each component lights shifts, a color shift and color NIJIMI arise in a projection surface, and it becomes impossible therefore, to acquire a clear image.

[0021]For this reason, in the fiber for endoscopes concerning this embodiment, one unit L_1 of the re-image formation distance of each component lights, L_2 , and least-common-multiple L_0 to L_3 were calculated, and it has set up so that image guide length may serve as an integral multiple of this least-common-multiple L_0 .

According to the use of an endoscope, as long as image guide length is an integral multiple of one unit L_1 of the re-image formation distance of each component lights, L_2 , and least-common-multiple L_0 of L_3 , he may set it as what kind of length.

[0022]Thus, by making image guide length into the integral multiple of one unit L_1 of the re-image formation distance of each component lights, L_2 , and least-common-multiple L_0 of L_3 , in a projection surface, all the component lights can

carry out re-image formation, and a clear image without a color shift or color NIJIMI can be acquired.

[0023] R component lights, G component lights, and B component lights can be used for three component lights mentioned above, for example. In this case, achromatism can be performed in apochromat to R component lights, G component lights, and B component lights.

[0024] The number of the component lights used in order to ask for the least common multiple may not be restricted to three, but may be two or four or more. For example, when using two component lights, achromatism can be performed in achromat using the component lights of wavelength equal to the average value of the wavelength of any one the component lights of R component lights, G component lights, and the B component lights and the component lights of a complementary.

[0025] The component lights used in order to ask for the least common multiple are not restricted to R component lights, G component lights, and B component lights which were mentioned above, but arbitrary component lights can be used for them.

[0026] Next, in the fiber for endoscopes concerning this invention, the concrete method for determining image guide length is explained. The fiber for endoscopes concerning this invention is constituted using the refractive-index-distribution type optical fiber, as mentioned above. Therefore, incident light has the meandering pitch which changed with wavelength.

[0027] In a refractive-index-distribution type optical fiber, if the refractive index on an axis is made into n_0 and the refractive index in the position of the radius r is set to $n(r)$ from an optic axis, refractive index distribution can be expressed with the following formulas.

$$[0028] n^2(r) = n_0^2 (1 - g^2 r^2)$$

However, g : A refraction factor distribution coefficient, therefore the refraction factor distribution coefficient g [0029]

[Equation 2]

$$g = \frac{1}{r} \cdot \sqrt{1 - \frac{n^2(r)}{n_0^2}}$$

[0030] It becomes.

[0031] Here, if it is refractive-index $n_0=1.52$ on an axis, refractive-index $n'=1.42$ of an edge part, and the radius $r=1$ from an optic axis to wavelength λ_0 , it will be set to refraction factor distribution coefficient $g_0=0.357$, for example.

[0032] It will be set to refraction factor distribution coefficient $g_1=0.380$ if it is refractive-index $n_1=1.60$ on an axis, refractive-index $n_1'=1.48$ of an edge part, and the radius $r=1$ from an optic axis to the wavelength λ .

[0033] Meandering pitch P of incident light can be expressed with $P=2\pi/g$.

[0034] Therefore, difference ΔP of an image formation position is set to "0" to λ_0 and two wavelength of λ by choosing image guide length who

becomes meandering pitch P_0 to wavelength λ_0 , and an integral multiple of the least common multiple of meandering pitch P_1 to the wavelength λ .

Difference ΔP of an image formation position can be made very small also to wavelength near the two wavelength, λ_0 and λ .

[0035]namely, P_0 and $A=2\pi A/g_0$ and P_1 and $B=2\pi B/g_1$ -- however, A , refraction factor distribution coefficient g_1 in B :integer g_0 :wavelength λ_0 : by setting it as image guide length who becomes a refraction factor distribution coefficient in wavelength λ_1 , an image formation position to λ_0 and two wavelength of λ , and wavelength near such wavelength -- about -- it can be made to do one

[0036]It will be set to P_0 and $A=17.6A$ and P_1 and $B=16.5B$ if it calculates by making a significant figure into triple figures in an example mentioned above.

[0037]Here, since it is $176=16 \times 11$, $165=15 \times 11$ when it asks for the least common multiple of "176" and "165" which increased "17.6" and "16.5" 10 times, respectively, $16 \times 15 \times 11=2640$ becomes the least common multiple.

[0038]Therefore, what is necessary is just to set up image guide length become an integral multiple of "2640." In this case, a good picture without a color shift and color NIJIMI in a projection surface can be acquired to incident light near λ , λ_0 , and such wavelength by image guide length of a fiber for endoscopes being 2640 mm, 5280 mm, 7920 mm, etc., for example.

[0039]However, depending on a digit number and a numerical value of a significant figure, the least common multiple may serve as a remarkable huge numerical value. In this case, as shown in drawing 3, practically sufficient prosaic effect can be acquired by using a solution that λ and difference ΔP of an image formation position of two wavelength of λ_0 enter within the limits of a permissible circle of confusion, as the least common multiple.

[0040]Difference ΔP of an image formation position can be expressed with the following formulas.

$\Delta P=L-P_0-M-P_1$ however L , meandering-pitch P_1 to M :integer P_0 :wavelength λ_0 : A meandering pitch to the wavelength λ [0041]Image guide length is

set up by an example mentioned above explaining an arithmetic method in a case of asking for the least common multiple based on a numerical value of imagination, and choosing proper component lights out of a using wavelength region actually.

[0042]A fiber for endoscopes concerning this invention can be formed using glass, plastic material, etc. A fiber for endoscopes concerning this invention is good also as what has rigidity, and good also as what has flexibility.

[0043]

[Effect of the Invention]Since the image guide length is almost equal to the integral multiple of the least common multiple in the re-image formation distance respectively corresponding to two or more wavelength selected from using wavelength regions according to the fiber for endoscopes concerning this invention

as explained above, In a projection surface, the light of each wavelength can carry out re-image formation, and a good image without a color shift or color NIJIMI can be acquired.

[0044]Achromatism can be performed good by performing achromatism in apochromat to three component lights. In this case, in the whole using wavelength region, achromatism can be performed good by performing achromatism in apochromat using each wavelength of R component lights, G component lights, and B component lights.

[0045]Since the operation of the least common multiple in the re-image formation distance respectively corresponding to each component lights becomes simple by performing achromatism in achromat to two component lights, manufacture of the fiber for endoscopes becomes easy. In this case, in the whole using wavelength region, achromatism can be performed good by performing achromatism in achromat using the component lights of wavelength equal to the average value of the wavelength of any one the component lights of R component lights, G component lights, and the B component lights and the component lights of a complementary.

[0046]According to the endoscope apparatus concerning this invention, a good image without a color shift or color NIJIMI can be acquired.

[Translation done.]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-264644

(P2001-264644A)

(43) 公開日 平成13年9月26日 (2001.9.26)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	ターミナル* (参考)
G 0 2 B 23/26		G 0 2 B 23/26	A 2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00	3 0 0	A 6 1 B 1/00	3 0 0 Y 2 H 0 5 0
G 0 2 B 6/18		G 0 2 B 6/18	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 5 頁)

(21) 出願番号 特願2000-73543 (P2000-73543)

(22) 出願日 平成12年3月16日 (2000.3.16)

(71) 出願人 000005430

富士写真光機株式会社

埼玉県さいたま市植竹町1丁目324番地

(72) 発明者 森住 雅明

埼玉県大宮市植竹町1丁目324番地 富士

写真光機株式会社内

(74) 代理人 100097984

弁理士 川野 宏

Fターム (参考) 2H040 AA01 BA00 CA27 DA02 DA12

2H050 AC26

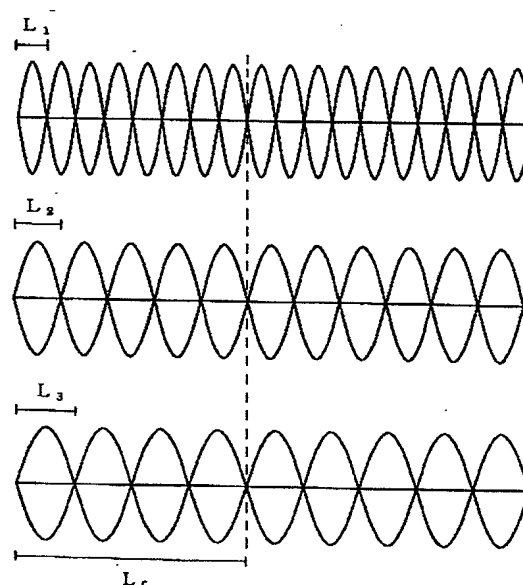
4C061 AA00 BB02 CC01 CC04 DD01

(54) 【発明の名称】 内視鏡用ファイバおよび内視鏡装置

(57) 【要約】

【目的】 複数の波長に対応する再結像距離における最小公倍数の整数倍にほぼ等しいイメージガイド長とすることにより、入射光の波長の相違に基づいて発生する色ズレや色ニジミを抑制することが可能な内視鏡用ファイバを提供する。

【構成】 屈折率分布型の光ファイバを用い、そのイメージガイド長を、使用波長域の中から選択された複数の波長にそれぞれ対応する再結像距離 (L_1 , L_2 , L_3) における最小公倍数 (L_r) の整数倍にほぼ等しくする。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 屈折率分布型の光ファイバを用いた内視鏡用ファイバにおいて、そのイメージガイド長が、使用波長域の中から選択された複数の波長光にそれぞれ対応する再結像距離における最小公倍数の整数倍にほぼ等しいことを特徴とする内視鏡用ファイバ。

【請求項 2】 前記複数の波長光は、3つの成分光からなり、該3つの成分光に対してアプロマートの色消しを行うことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用ファイバ。

【請求項 3】 前記 3つの成分光は、R成分光、G成分光およびB成分光であることを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡用ファイバ。

【請求項 4】 前記複数の波長光は、2つの成分光からなり、該2つの成分光に対してアプロマートの色消しを行うことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用ファイバ。

【請求項 5】 前記 2つの成分光は、R成分、G成分およびB成分のうちのいずれか1つの成分光と、その余の成分光の波長の平均値に等しい波長の成分光であることを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡用ファイバ。

【請求項 6】 請求項 1～5のうちのいずれか1項に記載の内視鏡用ファイバを用いたことを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、内視鏡用ファイバおよび内視鏡装置に関し、特に屈折率分布型の光ファイバを用いた内視鏡用ファイバおよび内視鏡装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来より、屈折率分布型の光ファイバを用いた内視鏡用ファイバおよび内視鏡装置が知られている。この屈折率分布型の光ファイバは、屈折率分布が中心軸から周縁部に向かって半径方向にほぼ放射線状に変化するようになっており、入射光が中心軸を中心として正弦波状に蛇行しながら光軸方向に伝達される。

【0003】このような屈折率分布型の光ファイバでは、各波長に対して少しずつ異なる屈折率分布が与えられていることとなり、入射光は波長により異なった蛇行ピッチを有する。したがって、波長に応じて再結像距離が異なり、射出面において色ズレや色ニジミが発生する。このため、白色光源を使用する場合には、解像力が著しく低下してしまう。屈折率分布型の光ファイバに色収差を与える評価式は、以下に示すようになっている。

【0004】

【数 1】

$$\frac{\Delta P}{P} = \frac{1}{2} \cdot \frac{\frac{1}{v_d} \left(1 - \frac{1}{n_d} \right) - \frac{1}{v_o} \left(1 - \frac{1}{n_o} \right)}{\frac{n_o}{n_d} - 1}$$

【0005】ただし、P：C線における蛇行ピッチ

ΔP ：C線とF線における蛇行ピッチの差

n_o 、 n_d ：光ファイバの中心軸および周縁部の屈折率

v_o 、 v_d ：光ファイバの中心軸および周縁部のアッペ数

【0006】上記評価式より明らかなように、右辺の値が小さくなれば、入射光の波長の相違に基づく蛇行ピッチのズレも小さくなって色収差が低減される。また、入射光の蛇行ピッチは、光ファイバの半径方向の屈折率とアッペ数の関係に比例する。したがって、光ファイバの半径方向の屈折率とアッペ数をコントロールすることにより光ファイバ内部で色消しを行うことが可能となる。

【0007】ところで、従来より屈折率分布型の光ファイバを製造する技術として、電子分極率が大きくかつ拡散度の大きな1価イオンをファイバ中に含ませておき、これを電子分極が小さなイオンを含む熔融塩と高温で接触させてイオン交換反応を起こさせることにより、光ファイバを製造する方法がある。

【0008】ここで、上記評価式の右辺の値を小さくするために、電子分極率が大きく拡散度の大きな1価イオンとしてCsイオンを用い、電子分極が小さなイオンとしてKを用いることが知られている。このように、CsイオンとKイオンを組み合わせることで、色収差が低減された屈折率分布型の光ファイバとすることができるとされている。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述した従来の技術は、イメージガイド長が130～180mm程度の短いファイバの色消しには有効に機能するものの、イメージガイド長が長くなるにしたがって射出面における色ズレや色ニジミを解消することが困難となる。

【0010】本発明は、上述した事情に鑑み提案されたもので、イメージガイド長が長い場合であっても、入射光の波長の相違に基づいて発生する色ズレや色ニジミを抑制することが可能な屈折率分布型の光ファイバを用いた内視鏡用ファイバおよび内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】本発明に係る内視鏡用ファイバは、上述した目的を達成するため、屈折率分布型の光ファイバを用いた内視鏡用ファイバにおいて、そのイメージガイド長が、使用波長域の中から選択された複数の波長光にそれぞれ対応する再結像距離における最小公倍数の整数倍にほぼ等しいことを特徴とするものである。

【0012】また、前記複数の波長光は、3つの成分光

からなり、該3つの成分光に対してアポクロマートの色消しを行うことが可能である。

【0013】この場合、前記3つの成分光として、R成分光、G成分光およびB成分光を用いることが可能である。

【0014】また、前記複数の波長は、2つの成分光からなり、該2つの成分光に対してアポクロマートの色消しを行うことが可能である。

【0015】この場合、前記2つの成分光として、R成分光、G成分光およびB成分光のうちのいずれか1つの成分光と、その余の成分光の波長の平均値に等しい波長の成分光を用いることが可能である。

【0016】また、本発明に係る内視鏡装置は、上述した構成からなる内視鏡用ファイバを用いたことを特徴とするものである。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る内視鏡装置の一実施形態について図面を参照しつつ詳細に説明する。図1は、本発明に係る内視鏡用ファイバの原理を説明するための説明図、図2は、本発明の一実施形態に係る内視鏡用ファイバを用いた内視鏡装置の断面図である。

【0018】本発明の一実施形態に係る内視鏡用ファイバ1は、図2に示すように、内視鏡装置6において、対物レンズ2と接眼レンズ3との間に配設して用いられる。また、内視鏡用ファイバ1を覆う被覆管4内には、内視鏡用ファイバ1とともに照明用ライトガイド5が收容されている。なお、内視鏡装置6は、図2に示す形態のものに限られず、他の形態からなる内視鏡装置に対しても本発明の実施形態に係る内視鏡用ファイバ1を用いることができる。

【0019】この内視鏡用ファイバ1は、屈折率分布型の光ファイバを用いて構成されている。このような屈折率分布型の光ファイバでは、各波長に対して少しずつ異なる屈折率分布が与えられていることとなるために、入射光は波長により異なった蛇行ピッチを有し、波長の相違に応じて再結像距離が異なる。

【0020】例えば、使用波長域の中から選択した3つの成分光について、その再結像距離を比較すると、図1に示すように、各成分光毎に再結像距離の1単位 L_1 、 L_2 、 L_3 がそれぞれ異なる。このため、内視鏡用ファイバのイメージガイド長を任意の長さとした場合には、射出面において全ての成分光が再結像するとは限らない。したがって、各成分光の再結像位置がずれた場合には、射出面において色ズレや色ニジミが生じ、明確な像を得ることができなくなる。

【0021】このため、本実施形態に係る内視鏡用ファイバでは、各成分光の再結像距離の1単位 L_1 、 L_2 、 L_3 に対する最小公倍数 L を求め、イメージガイド長がこの最小公倍数 L の整数倍となるように設定している。なお、イメージガイド長は、内視鏡の用途に応じ

て、各成分光の再結像距離の1単位 L_1 、 L_2 、 L_3 の最小公倍数 L の整数倍であれば、どのような長さに設定してもよい。

【0022】このように、イメージガイド長を各成分光の再結像距離の1単位 L_1 、 L_2 、 L_3 の最小公倍数 L の整数倍とすることにより、射出面において全ての成分光が再結像し、色ズレや色ニジミのない明確な像を得ることができる。

【0023】上述した3つの成分光は、例えば、R成分光、G成分光およびB成分光を用いることができる。この場合には、R成分光、G成分光およびB成分光に対してアポクロマートの色消しを行うことができる。

【0024】なお、最小公倍数を求めるために用いる成分光の数は3つに限られず、2つまたは4つ以上であってもよい。例えば、2つの成分光を用いる場合には、R成分光、G成分光およびB成分光のうちのいずれか1つの成分光と、その余の成分光の波長の平均値に等しい波長の成分光を用いてアポクロマートの色消しを行うことができる。

【0025】また、最小公倍数を求めるために用いる成分光は、上述したR成分光、G成分光およびB成分光に限られず、任意の成分光を用いることができる。

【0026】次に、本発明に係る内視鏡用ファイバにおいて、イメージガイド長を決定するための具体的な方法を説明する。本発明に係る内視鏡用ファイバは、上述したように、屈折率分布型の光ファイバを用いて構成されている。したがって、入射光は、波長により異なった蛇行ピッチを有している。

【0027】屈折率分布型の光ファイバにおいて、軸上の屈折率を n_0 とし、光軸から半径 r の位置における屈折率を $n(r)$ とすると、屈折率分布は、以下の式で表すことができる。

$$n^2(r) = n_0^2 (1 - g^2 r^2)$$

ただし、 g : 屈折率分布係数

したがって、屈折率分布係数 g は、

【0029】

【数2】

$$g = \frac{1}{r} \sqrt{1 - \frac{n^2(r)}{n_0^2}}$$

【0030】となる。

【0031】ここで、例えば、波長 λ に対して、軸上の屈折率 $n_0 = 1.52$ 、周縁部の屈折率 $n' = 1.42$ 、光軸からの半径 $r = 1$ とすると、屈折率分布係数 $g = 0.357$ となる。

【0032】また、波長 λ に対して、軸上の屈折率 $n_1 = 1.60$ 、周縁部の屈折率 $n_1' = 1.48$ 、光軸からの半径 $r = 1$ とすると、屈折率分布係数 $g_1 = 0.380$ となる。

【0033】また、入射光の蛇行ピッチ P は、

$$P = 2\pi / g$$

で表すことができる。

【0034】したがって、波長 λ_0 に対する蛇行ピッチ P_0 と波長 λ_1 に対する蛇行ピッチ P_1 の最小公倍数の整数倍となるイメージガイド長を選択することにより、 λ_0 および λ_1 の2つの波長に対して、結像位置の差 ΔP が「0」となる。また、 λ_0 および λ_1 の2つの波長の近傍の波長に対しても、結像位置の差 ΔP を極めて小さくすることができる。

【0035】すなわち、

$$P_0 \cdot A = 2\pi A / g_0, \quad P_1 \cdot B = 2\pi B / g_1$$

ただし、 A, B : 整数

g_0 : 波長 λ_0 における屈折率分布係数

g_1 : 波長 λ_1 における屈折率分布係数

となるようなイメージガイド長に設定することにより、 λ_0 および λ_1 の2つの波長と、これらの波長の近傍の波長に対する結像位置をほぼ一致させることができる。

【0036】上述した例において有効数字を3桁として演算を行うと、 $P_0 \cdot A = 17.6A$, $P_1 \cdot B = 16.5B$ となる。

【0037】ここで、「17.6」と「16.5」をそれぞれ10倍した「176」と「165」の最小公倍数を求めると、 $176 = 16 \times 11$, $165 = 15 \times 11$ であるため、 $16 \times 15 \times 11 = 2640$ が最小公倍数となる。

【0038】したがって、「2640」の整数倍となるようにイメージガイド長を設定すればよい。この場合、内視鏡用ファイバのイメージガイド長を、例えば2640mm、5280mm、7920mm等とすることにより、 λ_0 , λ_1 およびこれらの波長の近傍の入射光に対して、射出面における色ズレや色ニジミがない良好な画像を得ることができる。

【0039】ただし、有効数字の桁数とその数値によっては、最小公倍数が著しく巨大な数値となる場合もある。この場合には、図3に示すように、 λ_0 および λ_1 の2つの波長の結像位置の差 ΔP が許容錯乱円の範囲内に入るような解を最小公倍数として用いることにより、実用上十分な色消し効果を得ることができる。

【0040】なお、結像位置の差 ΔP は、以下の式で表すことができる。

$$\Delta P = L \cdot P_0 - M \cdot P_1$$

ただし、

L, M : 整数

P_0 : 波長 λ_0 に対する蛇行ピッチ

P_1 : 波長 λ_1 に対する蛇行ピッチ

【0041】また、上述した例は最小公倍数を求める場*

* 合の演算方法を仮想の数値に基づいて説明したものであり、実際には、使用波長域の中から適宜な成分光を選択することにより、イメージガイド長が設定される。

【0042】なお、本発明に係る内視鏡用ファイバは、ガラス、プラスチック材料等を用いて形成することができる。また、本発明に係る内視鏡用ファイバは、剛性を有するものとしてもよいし、可撓性を有するものとしてもよい。

【0043】

10 【発明の効果】以上説明したように、本発明に係る内視鏡用ファイバによれば、そのイメージガイド長が、使用波長域の中から選択された複数の波長にそれぞれ対応する再結像距離における最小公倍数の整数倍にほぼ等しいため、射出面において各波長の光が再結像し、色ズレや色ニジミがない良好な像を得ることができる。

【0044】また、3つの成分光に対してアポクロマートの色消しを行うことにより、良好に色消しを行うことができる。この場合、R成分光、G成分光およびB成分光の各波長を用いてアポクロマートの色消しを行うことにより、使用波長域の全体において良好に色消しを行うことができる。

【0045】また、2つの成分光に対してアポクロマートの色消しを行うことにより、各成分光にそれぞれ対応する再結像距離における最小公倍数の演算が簡略となるため、内視鏡用ファイバの製造が容易となる。この場合、R成分光、G成分光およびB成分光のうちのいずれか1つの成分光と、その余の成分光の波長の平均値に等しい波長の成分光を用いてアポクロマートの色消しを行うことにより、使用波長域の全体において良好に色消しを行うことができる。

【0046】また、本発明に係る内視鏡装置によれば、色ズレや色ニジミがない良好な像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る内視鏡用ファイバの原理を説明するための説明図

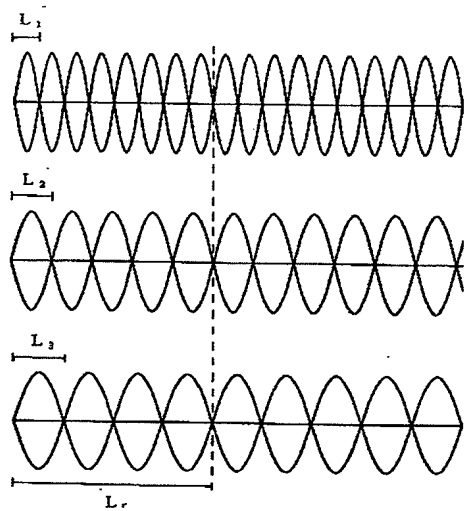
【図2】本発明の一実施形態に係る内視鏡用ファイバを用いた内視鏡装置の断面図

【図3】本発明に係る内視鏡用ファイバにおいて、イメージガイド長を決定する方法を説明するための説明図

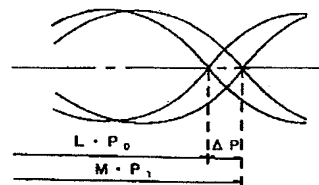
40 【符号の説明】

- 1 内視鏡用ファイバ
- 2 対物レンズ
- 3 接眼レンズ
- 4 被覆管
- 5 照明用ライトガイド
- 6 内視鏡装置

【図 1】



【図 3】



【図 2】

